

Rinsing and suction medical instrument esp. for operations as slide valve housing easily releasable from HF plug housing

Patent number: DE4038633
Publication date: 1992-06-11
Inventor: STORZ KARL DR MED (DE)
Applicant: STORZ KARL (DE)
Classification:
- international: A61B17/39; A61M1/00; A61M3/02
- european: A61B18/14; A61B18/14B
Application number: DE19904038633 19901204
Priority number(s): DE19904038633 19901204

Abstract of DE4038633

A supply and suction tube also serves as the lead for h.f. current. A slide valve interrupts the rinsing and suction line. The valve housing (1) is readily releasable from a h.f. plug housing (2). The supply tube (3) has a gap bridged by a piece of hose (4) of rubber or plastics material.

The valve housing is joined to a sleeve of plastics material (13) for surrounding the h.f. cable (5). The valve housing has an inflow hose (6) and a separate outflow hose (7) in front of the slide valve proper (8). The delivery and lead-off tube (3) is in parallel with the socket arrangement (9) for the h.f. plug (10).

ADVANTAGE - Prevents h.f. current leakage disturbing surging.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

Best Available Copy



⑬ BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES

PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 40 38 633 A 1**

⑤ Int. Cl.⁵:

A 61 M 3/02

A 61 M 1/00

A 61 B 17/39

⑲ Aktenzeichen: P 40 38 633.3

⑳ Anmeldetag: 4. 12. 90

㉑ Offenlegungstag: 11. 6. 92

DE 40 38 633 A 1

⑦ Anmelder:

Storz, Karl, Dr.med.h.c., 7200 Tuttlingen, DE

⑦A Vertreter:

Wenzel, J., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 7000 Stuttgart

⑦ Erfinder:

gleich Anmelder

⑤A Vorrichtung zum Bespülen und Absaugen von Operationsgebieten

⑤ Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Bespülen von Operationsgebieten nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1. Es ist bereits eine derartige Vorrichtung bekannt, bei der das Gehäuse des Schieberventils mit dem Stecker des Hochfrequenzkabels eine Einheit bildet, wobei jedoch der Stecker und das Gehäuse fest miteinander unlösbar verbunden sind. Außerdem ist hier auch vor dem Ventil nur eine einzige Spül- und Saugleitung vorhanden (Instrument 28175 UE der Firma Karl Storz GmbH & Co., Tuttlingen). Dadurch, daß das metallische Absaugrohr gleichzeitig als Zuleitung für den HF-Strom verwendet wird, lassen sich aber Kriechströme nicht vermeiden, die auch die Gummihandschuhe des Arztes durchdringen. Das liegt vor allem daran, daß auch durch die Spülflüssigkeit HF-Strom übertragen wird.

DE 40 38 633 A 1

Best Available Copy

Beschreibung

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, die Vorrichtung der eingangs erwähnten Art so zu verbessern, daß eine Störung des Arztes oder Operateurs durch den Hochfrequenzstrom mit Sicherheit ganz vermieden wird.

Zur Lösung dieser Aufgabe ist das kennzeichnende Merkmal des Anspruchs 1 vorgesehen. Auf diese Weise besteht die Möglichkeit, eine Leitung des Hochfrequenzstromes durch die Spülflüssigkeit mit größter Sicherheit dadurch zu verhindern, daß der Schlauchanschluß gegenüber dem Steckeranschluß vollständig getrennt wird.

In weiterer Ausgestaltung der Erfindung sind die Unteransprüche zweckmäßig.

Weitere Vorteile und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus der nun folgenden Beschreibung eines Ausführungsbeispiels unter Hinweis auf die Zeichnung. In dieser zeigen:

Fig. 1 eine Seitenansicht auf die gesamte Vorrichtung im montierten Zustand;

Fig. 2 eine Ansicht wie Fig. 1 nach der Demontage auf das Steckergehäuse 2;

Fig. 3 eine Seitenansicht auf das Schieberventilgehäuse 1 nach der Demontage und

Fig. 4 eine Draufsicht auf das Schieberventilgehäuse 1 nach der Fig. 3.

Fig. 1 zeigt die vollständige Vorrichtung zum Bspülen von Operationsgebieten, insbesondere für chirurgische Operationen. Links sieht man am patientennahen Ende einen Haken 12, der mit dem Ende des Hochfrequenzkabels 5 in Verbindung steht. Es handelt sich um das patientennahe Ende des Rohres 11, das gleichzeitig als Zu- und Absaugrohr für eine Spülflüssigkeit dient, wie später noch näher erläutert wird.

Weiter rechts sieht man den HF-Stecker 10, in den das Steckerende des Kabels 5 eingesteckt ist, was nur durch unterbrochene Linien angedeutet ist. Im unteren Bereich des Steckers 10 sieht man mit unterbrochenen Linien die Fortsetzung des Zu- und Ableitungsrohres 3, das in das Rohr 11 einmündet, in dem auch das Kabel angeordnet ist, wie schon erwähnt.

Das Zu- und Ableitungsrohr 3 zeigt weiter rechts eine Unterbrechung, die mit einem Schlauchstück 4 aus Gummi oder Kunststoff überbrückt ist. Dieses ist durchsichtig, so daß die beiden Enden des Rohres innerhalb des Schlauchstückes sichtbar sind. Weiter rechts sieht man die Handhabe 14 des Schiebers 8, weiter rechts ist der Abflußschlauch 7 sichtbar.

Darüber erkennt man die Kunststoffhülse 13, die das HF-Kabel 5 zusätzlich ummantelt und ebenso wie das Steckelement 15 nach rechts abgezogen werden kann, entgegen der Richtung der Pfeile 9. An dieser Stelle ist also das Steckelement 15 in den Stecker 10 eingesteckt.

Die Fig. 2 und 3 zeigen die beiden voneinander getrennten Teile, nämlich das Steckergehäuse 2 in Fig. 2 und das Schieberventilgehäuse 1 in der Fig. 3, nachdem die beiden Teile nach rechts in der Fig. 1 auseinandergezogen worden sind.

In der Fig. 2 sieht man, daß das Schlauchstück 4 an dem Ende des Zu- und Ableitungsrohres 3 verblieben ist. Darüber erkennt man jetzt eine Kunststoffhülse 16; die auf dem Steckelement 15 zur zusätzlichen Isolierung angeordnet ist. Diese Hülse 16 ist nach rechts leicht konisch ausgebildet, damit man die Kunststoffhülse 13 des Schieberventilgehäuses 1 nach der Fig. 3 darüber schieben kann. Diese Kunststoffhülse 13 ist zum Zwecke

der Ummantelung des HF-Kabels 5 mit dem Schieberventilgehäuse 1 fest, d. h. in diesem Falle einstückig verbunden.

Wenn man das Schiebergehäuse 1 und das Steckergehäuse 2 miteinander verbinden will, so ist lediglich erforderlich, die beiden Teile in Richtung des Pfeiles 9 nach der Fig. 1 zusammenzuschieben. Es handelt sich um eine echte Steckverbindung.

Fig. 4 zeigt die Draufsicht auf das Schieberventilgehäuse nach der Fig. 3. Hier kann man vor allem sehen, daß das Schieberventil 8 nach rechts zwei Schläuche, nämlich den Zuflußschlauch 6 und den Abflußschlauch 7 aufnimmt. Demgemäß läßt sich der Schieber in drei verschiedene Stellungen bringen, nämlich einmal in die Verbindung mit dem Zuflußschlauch 6, dann mit dem Abflußschlauch 7 und schließlich ist auch möglich, jede Flüssigkeit völlig abzusperren, bevor die beiden Teile 1 und 2, wie erwähnt, voneinander getrennt werden. Dies ist für das Zusammenwirken mit manchen Spülvorrichtungen vorteilhaft und erspart zusätzliche Einrichtungen oder eine Umkehr der Pumprichtung der verwendeten Pumpe.

Am unteren Ende des Schieberventils 8 sieht man die Handhabe 14, die nach oben eingedrückt oder nach unten herausgezogen wird, um die verschiedenen erwähnten Stellungen einzuschalten.

Durch den Erfindungsgegenstand wird mit Sicherheit vermieden, daß der Operateur einen Schlag durch Kriechströme des HF-Stromes erhält, wie folgt:

Durch die erwähnte Trennung der beiden Teile 1 und 2, was durch die erwähnte Steckverbindung sehr leicht geht, weil die Einsteckrichtung 9 des HF-Steckers 10 parallel zum Ableitungsrohr 3 liegt, besteht keine Möglichkeit mehr, daß die Kriechströme durch die Spülflüssigkeit in den Spülbehälter geleitet werden. Darüberhinaus sind die Durchflußleitungen durch das Schlauchstück 4 während des Spülens miteinander verbunden, wodurch ebenfalls Kriechströme vermindert werden. Außer dem Steckerstift 15 in dem Stecker 10 in Isolierung sind durch die Erfindung nunmehr keine Stromleitungen vorhanden. Durch die zusätzliche Hülse 16 ist ferner eine zusätzliche Isolierung an dieser Stelle gewährleistet.

Die Erfindung ist nicht auf die dargestellte Ausführungsform beschränkt. Der Fachmann hat vielmehr die Möglichkeit, Abwandlungen hiervon im Rahmen der Ansprüche vorzunehmen.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Bspülen und Absaugen von Operationsgebieten, insbesondere für chirurgische Operationen, mit einem Zuleitungs- und Absaugrohr, das gleichzeitig als Zuleitung für den Hochfrequenzstrom ausgebildet ist und einen Kabelstecker aufweist; sowie mit einem Schieberventil zur Unterbrechung der Spül- und Saugleitung, das ein Schieberventilgehäuse aufweist, dadurch gekennzeichnet, daß das Schieberventilgehäuse (1) gegenüber dem HF-Steckergehäuse (2) leicht lösbar ausgebildet ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Zuleitungs- und Ableitungsrohr (3) eine Unterbrechung aufweist, die mit einem Schlauchstück (4) aus Gummi oder Kunststoff überbrückt ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Schieberventilgehäuse (1) mit ei-

ner Kunststoffhülse (13) zur Ummantelung des HF-Kabels (5) fest verbunden ist.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Schieberventilgehäuse (1) mit einem Zuflußschlauch (6) und einem hiervon getrennten Abflußschlauch (1) vor dem Schieberventil (8) versehen ist. 5

5. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Zu- und Ableitungsrohr (3) zu der Einsteckrichtung (9) des HF-Steckers (10) parallel 10 angeordnet ist.

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

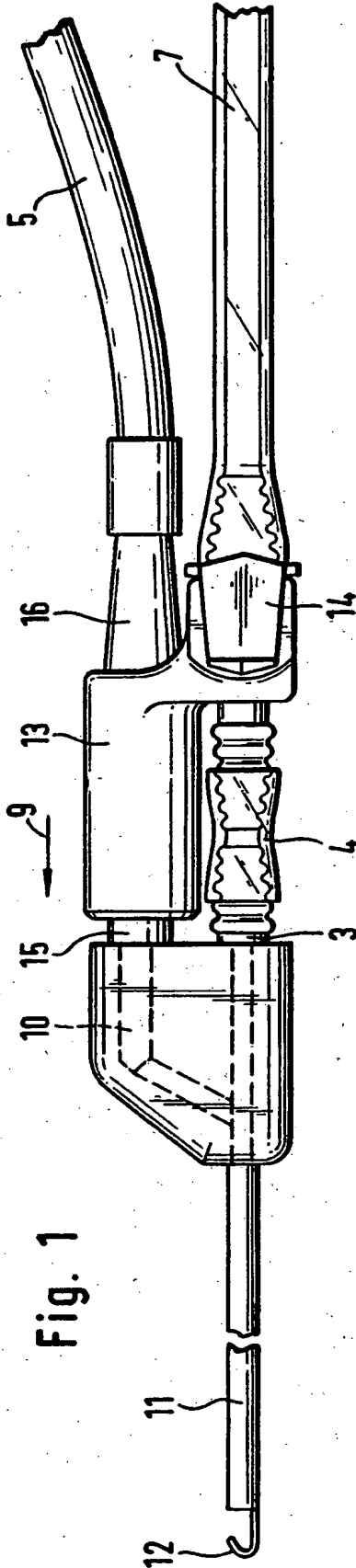


Fig. 1

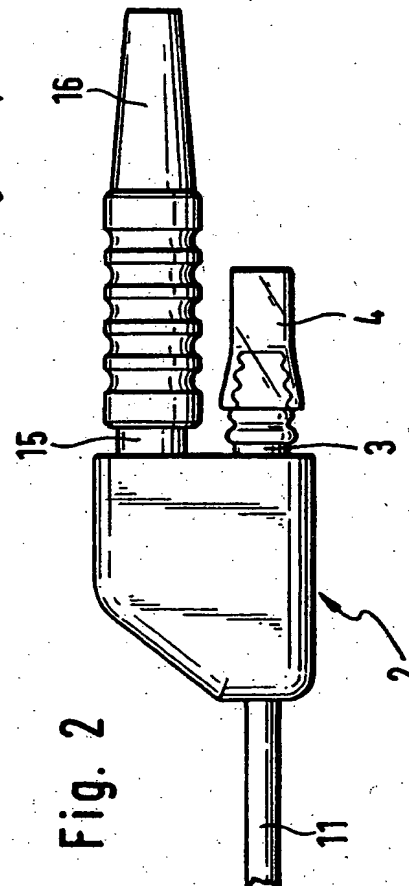


Fig. 2

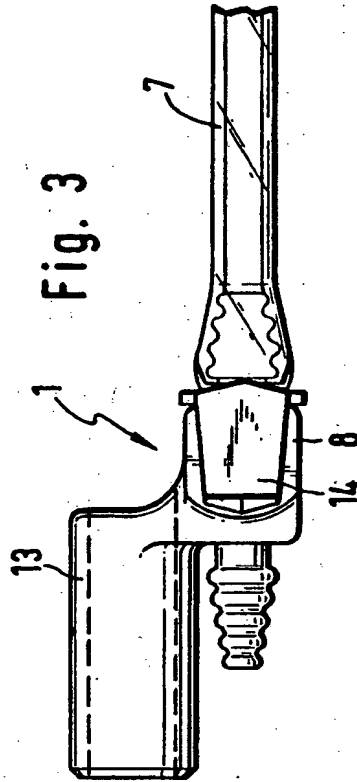


Fig. 3

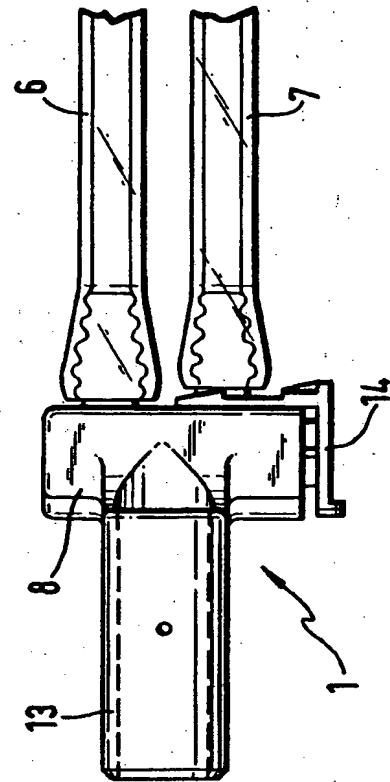


Fig. 4

THE EFFECT OF ARGON GAS FLOW DURING ELECTROSURGERY

Remco J van Vliet, Rudolf M Verdaasdonk and Christiaan FP van Swol

Medical Laser Center and Dept. of Urology, University Hospital Utrecht, The Netherlands

ABSTRACT

Electrosurgery has been used for over fifty years. Recently a new modality has been introduced: gas-enhanced electrosurgery. A flow of argon gas is blown along the active electrode.

For clinical application the temperature distribution in the tissue is of interest. The effect of argon was investigated using two methods. 1) Visualizing the temperature distribution in phantom tissue using Schlieren techniques. 2) Tissue experiments with macroscopic evaluation of the lesions. The electrodes were moved over the tissue surface with different parameter settings for speed (1-4 mm/s), gas flow (0, 5 or 9 l/min.), gas-outlet positioning (6, 13 and 21 mm above the tissue) and depth of the electrode in the tissue (0-4 mm). The extent of the coagulation zone seemed to be depend most on gas flow rate in combination with power and the distance of the gasoutlet. Argon gas-enhanced electrodes showed to be especially effective just touching the tissue to obtain a superficial coagulation of the surrounding tissue.

1. MATERIAL AND METHODS

A. Argon-Enhanced Electrosurgery

For argon-enhanced electrosurgery a standard electrosurgery unit is extended with an accommodated handset and a gas unit (GSU). The electrode in the electrosurgery handset could be set in eight different positions towards the end of the gas-outlet; three were compared: 6, 13 and 21 mm. The argon flow from the GSU was set at 0, 5 and 9 l/min. The experiments were performed at 25 and 40 W output power of the electrical generator and for both needle and blade electrodes.

B. The Schlieren set-up

The set-up of the Schlieren technique has been described before [1,2] and will be discussed briefly. Using the Schlieren technique a parallel beam of light transits an object plane where a temperature gradient is present. Rays are deflected due to very small changes in the refractive index caused by this gradient. The deflected rays are color coded and are presented in real-time 'thermal' images. By blocking the non-deflected rays only deflected rays will contribute to the image at the image plane. This results in a contrast enhancement of the image due to subtraction of the background light. The rays are color coded by a filter consisting of concentric rings colored in rainbow order. The Schlieren set-up was calibrated using a known heat source with geometry similar to the electrosurgery sources. A 10% PAA-gel (PolyAcryLAamide) was used as phantom tissue. This gel is highly transparent

(essential for Schlieren techniques) and is assumed to have thermal and electrical characteristics similar to 'real' tissue. In these experiments the GSU handset was translated in contact with the phantom tissue in the object plane and real time Schlieren images of the heat distribution were obtained. The experiments were performed at four different speeds: 1, 2, 3 and 4 mm/s.

C. Tissue experiments

Bovine tissue was exposed under similar conditions and settings as the experiments for the thermal imaging. The translation speed was set at 4 mm/s because it was most comparable to the clinical situation. After tracks in the tissue had been formed with the needle or blade, photographs were taken of each track so the extent of the coagulation zone around it could be measured.

II. RESULTS

A. Schlieren images

The Schlieren images of the needle and the blade on the phantom tissue show the extent of the heat distribution in a range of 1.9 to 3.2 mm measured from the tip of the electrode into the tissue. The depth of the heat distribution around the electrode varied depending on the position of the electrode in the handset, the argon flow and the depth of the electrode into the tissue. When the distance between the tip of the electrode and the gas-outlet decreases, the heat distribution around the electrode becomes larger (not only superficial but also in depth). The extent of the heat distribution decreases when the argon gas flow increases from 5 to 9 l/min. When the electrode is placed on the tissue and the depth of the electrode increases during cutting the effect of the argon flow decreases. When the depth of the electrode exceeds 2.3 mm the argon flow has minimal effect and the heat distribution is similar as in the no argon flow case. The different electrodes, the needle and the blade, show a similar heat distribution in depth. The superficial heat distribution is larger for the needle when argon is used.



Figure 1: Schlieren image of needle in contact with tissue (moved from left to right, 40 W, translation speed 2 mm/s, argon flow 5 l/min. and gas-outlet is positioned at 13 mm above tissue)

B. Tissue experiments

The coagulated area around the lesions of "real" tissue are classified in two zones: coagulation depth and coagulation width of the track. In all measurements the largest coagulation zone is taken and the average of these measurements is presented in figure 2.

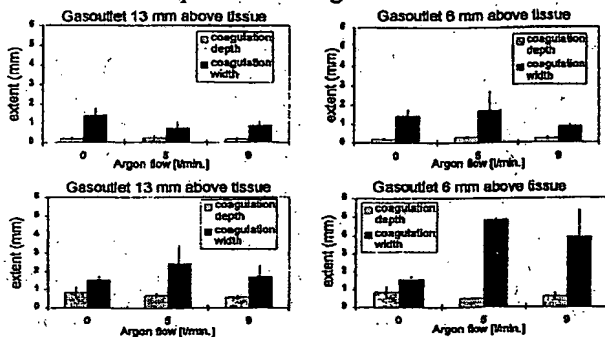


Figure 2: Extent of coagulation zone with 25 W (top) and 40 W output power (bottom).

The coagulation depth at the bottom of the track seems to be independent of the presence and flow rate of the argon flow. However, the coagulation width next to the track varied significantly. The coagulation zone tends to increase with argon flow. However, when argon is used, a flow of 5 l/min. produces a larger coagulation zone than a flow of 9 l/min. Comparing the different handset positions the difference showed to be negligible when no argon was used. When argon was used positioning of the gas-outlet at 6 mm above the tissue produced the largest coagulation zone. The depth of the track seemed to have no significant influence on the total coagulation (depth and width).

III. DISCUSSION

The effect of argon is in general a larger superficial coagulation zone, however the effect depends on various parameters:

A. Power

Without argon gas flow, the coagulation zone for power settings of 25 and 40 W are almost similar. However, in presence of an argon flow, the extent of the coagulation zone at 40 W is almost two times larger compared to 25 W. At the higher power, the sparks reach further away from the electrode contributing to the coagulation width.

B. Gas flow rate

The coagulation zone created using an argon flow of 9 l/min. is approximately 1 mm smaller compared to the coagulation zone using a flow of 5 l/min. This might be attributed to the transition from a laminar to a turbulent gas flow. Due to the turbulence, the argon gas concentration along the electrode might have decreased and change the mechanism of sparking between electrode and tissue [3].

C. Depth of the track

Studying the effect of argon in the Schlieren set-up, the thermal distribution proves to be dependent on the depth of the electrode into the tissue. However, this observation was not supported by the extent of the coagulation zone in real tissue. Probably, the imaging is more sensitive and will show a larger area of tissue that is effected by heat but not till the point of coagulation. Polarization microscopy is a method to enable visualization of thermal damage in tissue resulting in tissue necrosis.

D. Distance of gas outlet

The influence of the distance from the gas-outlet to the tissue was consistent in the Schlieren set-up and the tissue experiments. The coagulation decreases when the outlet is moved away from the tissue. This can again be ascribed to the dilution of the argon gas concentration around the electrode.

E. Extrapolation to the clinical situation

Clinical experience shows a large superficial coagulation when argon gas is applied, enhancing fulguration effects. This phenomenon was less prominent in the in-vitro experiments presented. There are two possible explanations:

- (1) The in-vitro experiments were performed with the electrode in contact with the tissue while in the clinical situation fulguration is achieved in 'minimal' contact to obtain a large superficial coagulation zone.
- (2) There was no working micro-vascular structure or blood present in the in-vitro tissues. In the in-vivo situation, the blood in the micro-vascular structure attracts the sparks due to a lower impedance. However, at the higher power settings, this vascular structure will be shut down almost immediately, coming closer to the in-vitro situation.

IV. CONCLUSION

The extent of the coagulation zone seemed to be depended on gas flow rate in combination with power and the distance of the gas-outlet to the tissue. The color Schlieren technique was effective to visualize the influence of gas flow, position of the gas-outlet, output power and depth of electrode in the tissue. Argon gas-enhanced electrodes showed to be especially effective just touching the tissue to obtain a superficial coagulation of the surrounding tissue.

V. REFERENCES

1. R.M. Verdaasdonk. Imaging laser induced thermal fields and effects, in Jacques(Ed.): Laser-Tissue interaction VI. Bellingham. SPIE proc. vol. 2391, 1995.
2. W.L. Howes. Rainbow schlieren and its applications, Applied Optics, 23: 2449-2459, 1984.
3. R.C. Platt. Effects of Argon flow on Arc Performance in the E2520 Handset and the Clip-on Accessory, Valleylab, Boulder (CO), 1995.